

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : **11-342152**

(43)Date of publication of application : **14.12.1999**

(51)Int.CI.

A61F 9/007

A61B 3/10

A61B 17/36

(21)Application number : **11-020781**

(71)Applicant : **NIDEK CO LTD**

(22)Date of filing : **28.01.1999**

(72)Inventor : **FUJIEDA MASANAO
BAN YUKINOBU
OTSUKI MIKI**

(30)Priority

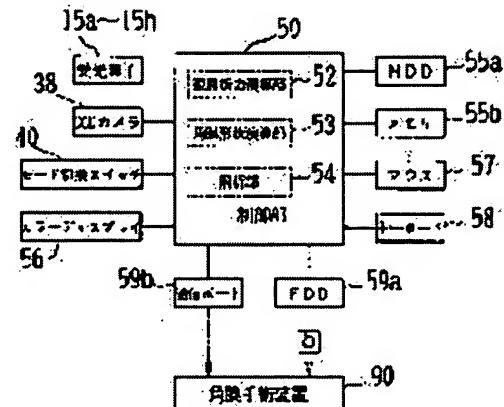
Priority number : **10125442** Priority date : **31.03.1998** Priority country : **JP**

(54) CORNEAL REMOVING QUANTITY DETERMINATION DEVICE AND CORNEAL OPERATION DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To precisely determine the corneal abscission quantity for providing a desirable correction result by calculating the corneal abscission quantity data on the basis of the corneal curvature distribution before operation and the distribution data of objective ophthalmic refractivity in a refraction correcting operation for correcting ametropia by removing the corneal surface.

SOLUTION: Prior to a refraction correcting operation, a mode changeover switch 40 is switched, the image of a subject eye taken by a CCD camera 38 is image processed by a corneal form arithmetic part 53 to perform the edge detection of a ring image that passes through P. da Consta's disc. Each edge position to the corneal center is provided every prescribed angle step to determine the corneal curvature. The objective ophthalmic refractivity is calculated from the output of light receiving parts 15a-15h by an ophthalmic refractivity arithmetic part 52. Thereafter, a keyboard 58 is operated according to the instruction displayed on a color display 56 on the basis of both the data, the corneal curvature is converted to the corneal surface refractivity by an analysis part 54, and the analysis program for satisfying the relation with the objective ophthalmic refractivity is executed to determine the corneal abscission.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

28.07.2003

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特願平11-342152

(43)公開日 平成11年(1999)12月14日

(51)Int.Cl⁶

識別記号

P I

A 6 1 F 9/007

A 6 1 F 9/00

5 1 0

A 6 1 B 9/10

A 6 1 B 17/36

3 5 0

17/36

3 5 0

3/10

H

M

A 6 1 F 9/00

5 0 5

審査請求 未請求 請求項の数11 O.L (全 10 頁)

(21)出願番号

特願平11-20781

(71)出願人

株式会社ニデック

愛知県蒲郡市栄町7番9号

(22)出願日 平成11年(1999)1月28日

(72)発明者 藤枝 正直

愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株式会
社ニデック拾石工場内

(31)優先権主張番号 特願平10-125442

(72)発明者 伴 幸信

愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株式会
社ニデック拾石工場内

(32)優先日 平10(1998)3月31日

(72)発明者 大槻 幹

愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株式会
社ニデック拾石工場内

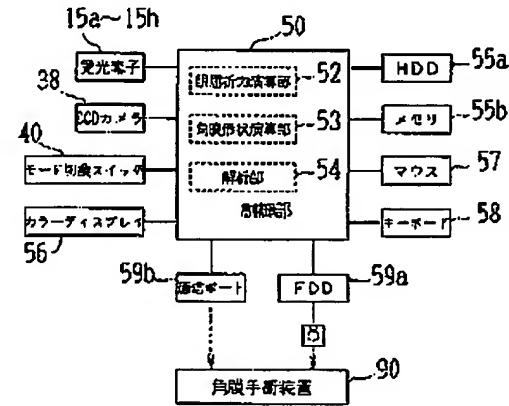
(33)優先権主張国 日本 (JP)

(54)【発明の名称】 角膜切除量決定装置及び角膜手術装置

(57)【要約】

【課題】 術前眼の持つ角膜形状及び屈折力の状態に応じて、好みの矯正結果を得るための角膜切除量を求める。

【解決手段】 角膜形状演算部は角膜形状測定による角膜曲率データを得る。眼屈折力演算部は他覚的の眼屈折力測定による他覚眼屈折力データを得る。解析部は、術前の角膜曲率データから角膜裏面屈折力データに変換し、これに他覚眼屈折力データを加算して被検眼を正視とするに等価な等価正視角膜裏面屈折力データを求め、さらにこれを角膜曲率データに変換し、この角膜曲率データと術前の角膜曲率データとから角膜切除量のデータを算出する。



(2)

特開平11-342152

1

2

【特許請求の範囲】

【請求項1】 角膜表面を切除することにより屈折異常を矯正する屈折矯正手術のための角膜切除量決定装置において、角膜形状測定による術前の角膜曲率分布データを入力する第1入力手段と、他覚的な眼屈折力測定から得られる他覚眼屈折力データを入力する第2入力手段と、両入力手段により入力されたデータに基づいて角膜切除量データを算出する切除量演算手段と、を備えることを特徴とする角膜切除量決定装置。

【請求項2】 請求項1の前記切除量演算手段は、前記第1及び第2入力手段により入力されたデータに基づいて手術眼を正視とするに等しい角膜表面屈折力の分布データを求める該角膜表面屈折力の分布データから術後に予測する角膜曲率分布データを求める第1演算手段と、該第1演算手段による角膜曲率分布データと前記第1入力手段により入力された角膜曲率分布データとに基づいて角膜切除量の分布データを算出する第2演算手段と、を備えることを特徴とする角膜切除量決定装置。

【請求項3】 請求項2の第1演算手段は、スネルの法則を基本にして前記第1入力手段により入力された角膜曲率分布データを角膜表面屈折力の分布データに変換し、該データに前記他覚眼屈折力分布データを加算して手術眼を正視するに等しい角膜表面屈折力の分布データを求め、さらに該角膜表面屈折力分布データをスネルの法則を基本にして角膜曲率分布データに変換することを特徴とする角膜切除量決定装置。

【請求項4】 請求項2の第2演算手段は、前記第1演算手段による角膜曲率分布データ及び前記第1入力手段により入力された角膜曲率分布データからそれぞれ角膜の三次元形状を求め、角膜中心を基準にする前記三次元形状の差に基づいて角膜切除量を算出することを特徴とする角膜切除量決定装置。

【請求項5】 請求項1の角膜切除量決定装置は、レーザビームにより角膜の表面を切除する角膜手術装置に前記切除量演算手段による角膜切除量のデータを転送するデータ転送手段を備えることを特徴とする角膜切除量決定装置。

【請求項6】 請求項1の角膜切除量決定装置は、術前の角膜曲率分布データを得るための角膜形状測定手段及び他覚眼屈折力の分布データを得るための眼屈折力測定手段の少なくとも一方を備えることを特徴とする角膜切除量決定装置。

【請求項7】 請求項2の角膜切除量決定装置は、前記第1入力手段により入力されたデータによる角膜形状、前記第1演算手段により算出されたデータによる角膜形状、両角膜形状の差分形状、の少なくとも1つを図形の形式で表示する表示手段を備えることを特徴とする角膜切除量決定装置。

【請求項8】 角膜表面を切除することにより屈折異常を矯正する屈折矯正手術のための角膜切除量決定装置に

おいて、角膜形状測定による術前の角膜形状データを入力する第1入力手段と、他覚的な眼屈折力測定から得られる他覚眼屈折力データを入力する第2入力手段と、前記角膜形状データと他覚眼屈折力データとに基づいて手術眼を正視するに等しい角膜表面屈折力を求め該角膜表面屈折力から術後に予測する角膜形状データを求める第1演算手段と、該第1演算手段による角膜形状データと前記第1入力手段により入力された角膜形状データとに基づいて角膜切除量を算出する第2演算手段と、を備えることを特徴とする角膜切除量決定装置。

【請求項9】 角膜表面を切除することにより屈折異常を矯正する屈折矯正手術のための角膜切除量決定装置において、角膜形状測定による術前の角膜形状データと屈折力測定による術前の屈折力データを入力するデータ入力手段と、入力されたデータに基づいて角膜表面を収差の影響を取り除いた非球面形状とする切除量データを算出する切除量演算手段と、を備えることを特徴とする角膜切除量決定装置。

【請求項10】 角膜表面を切除することにより屈折異常を矯正する角膜手術装置において角膜形状測定による術前の角膜曲率分布データを入力する第1入力手段と、他覚的な眼屈折力測定から得られる他覚眼屈折力の分布データを入力する第2入力手段と、両入力手段により入力されたデータに基づいて角膜切除量データを算出する切除量演算手段と、該切除量データに基づいてレーザビームにより角膜切除を行う角膜切除手段と、を備えることを特徴とする角膜手術装置。

【請求項11】 角膜表面を切除することにより屈折異常を矯正する角膜手術装置において、角膜形状測定による術前の角膜形状データと屈折力測定による術前の屈折力データを入力するデータ入力手段と、入力されたデータに基づいて角膜表面を収差の影響を取り除いた非球面形状とする切除量データを算出する切除量演算手段と、該切除量データに基づいてレーザビームにより角膜切除を行う角膜切除手段と、を備えることを特徴とする角膜手術装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、角膜表面を切除してその形状を変化させることにより屈折異常を矯正する屈折矯正手術のための角膜切除量決定装置及び角膜手術装置に関する。

【0002】

【従来技術】 レーザビームで角膜の表面を切除（アブレーション）し、角膜表面形状を変化させることにより眼珠の屈折異常を矯正する角膜手術装置が知られている。この手術では手術眼の術前の角膜形状と眼屈折力を知ることにより、矯正に必要な角膜切除量を算出している。従来、この算出は次のようにしていた。

【0003】 術眼の角膜表面を球面やトーリック面と仮

(3)

特開平11-342152

3

定して、角膜形状測定による術前の平均角膜曲率から求まる角膜形状を想定する。自覚屈折力測定や他覚屈折力測定で求まるS(球面度数)、C(乱視度数)、A(乱視軸角度)の値を使用し、この値を矯正(補正)するよう角膜裏面からなる球面又はトーリックレンズを角膜から切除するものとして、やはり術後の角膜形状も球面又はトーリック面となるものとして切除量を算出する。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、人間の眼の角膜は、常に球面やトーリック面ではなく、不正乱視等で角膜表面形状は部分的に異なり非対称の場合がある。また、眼の屈折力も角膜中心に対して対称とは限らない。従来の他覚眼屈折力測定装置は、角膜中心部の3mm領域の限られた測定領域から求まるS、C、Aの値(球面やトーリック面を表現する値)を算出するのみであり、これを基にした切除量の決定では不十分である。

【0005】また、人間の眼を角膜から網膜までの結像光学系と考えると、上記のように術後の角膜形状を球面やトーリック面とする切除では球面収差の影響を受けることになり、この点においても十分とは言えなかった。さらに、人の眼の角膜形状は元来非球面であるので、従来のような切除では収差の点においてより悪くしている可能性がある。

【0006】本発明は、上記従来技術に鑑み、術眼の持つ角膜形状及び屈折力の状態に応じて、好みの矯正結果を得るために角膜切除量を決定する装置及び角膜手術装置を提供することを技術課題とする。

【0007】また、球面収差の影響をより減らすように角膜形状を非球面形状とする角膜切除量を決定する装置及び角膜手術装置を提供することを技術課題とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため、本発明は以下のような構成を備えることを特徴とする。

【0009】(1) 角膜表面を切除することにより屈折異常を矯正する屈折矯正手術のための角膜切除量決定装置において、角膜形状測定による術前の角膜曲率分布データを入力する第1入力手段と、他覚的な眼屈折力測定から得られる他覚眼屈折力の分布データを入力する第2入力手段と、両入力手段により入力されたデータに基づいて角膜切除量データを算出する切除量演算手段と、を備えることを特徴とする。

【0010】(2) (1)の前記切除量演算手段は、前記第1及び第2入力手段により入力されたデータに基づいて手術眼を正視するに等価な角膜表面屈折力の分布データを求め、該角膜表面屈折力の分布データから術後に予定する角膜曲率分布データを求める第1演算手段と、該第1演算手段による角膜曲率分布データと前記第1入力手段により入力された角膜曲率分布データとに基づいて角膜切除量の分布データを算出する第2演算手段と、を備えることを特徴とする。

4

ついて角膜切除量の分布データを算出する第2演算手段と、を備えることを特徴とする。

【0011】(3) (2)の第1演算手段は、スネルの法則を基本にして前記第1入力手段により入力された角膜曲率分布データを角膜表面屈折力の分布データに変換し、該データに前記他覚眼屈折力分布データを加算して手術眼を正視するに等価な角膜表面屈折力の分布データを求め、さらに該角膜表面屈折力分布データをスネルの法則を基本にして角膜曲率分布データに変換することを特徴とする。

【0012】(4) (2)の第2演算手段は、前記第1演算手段による角膜曲率分布データ及び前記第1入力手段により入力された角膜曲率分布データからそれぞれ角膜の三次元形状を求める、角膜中心を基準にする前記両三次元形状の差に基づいて角膜切除量を算出することを特徴とする。

【0013】(5) (1)の角膜切除量決定装置は、レーザビームにより角膜の表面を切除する角膜手術装置に前記切除量演算手段による角膜切除量のデータを転送するデータ転送手段を備えることを特徴とする。

【0014】(6) (1)の角膜切除量決定装置は、術前の角膜曲率分布データを得るために角膜形状測定手段及び他覚眼屈折力の分布データを得るために眼屈折力測定手段の少なくとも一方を備えることを特徴とする。

【0015】(7) (2)の角膜切除量決定装置は、前記第1入力手段により入力されたデータによる角膜形状、前記第1演算手段により算出されたデータによる角膜形状、両角膜形状の差分形状、の少なくとも1つを图形の形式で表示する表示手段を備えることを特徴とする。

【0016】(8) 角膜表面を切除することにより屈折異常を矯正する屈折矯正手術のための角膜切除量決定装置において、角膜形状測定による術前の角膜形状データを入力する第1入力手段と、他覚的な眼屈折力測定から得られる他覚眼屈折力データを入力する第2入力手段と、前記角膜形状データと他覚眼屈折力データとに基づいて手術眼を正視するに等価な角膜表面屈折力を求め、該角膜表面屈折力から術後に予定する角膜形状データを求める第1演算手段と、該第1演算手段による角膜形状データと前記第1入力手段により入力された角膜形状データとに基づいて角膜切除量を算出する第2演算手段と、を備えることを特徴とする。

【0017】(9) 角膜表面を切除することにより屈折異常を矯正する屈折矯正手術のための角膜切除量決定装置において、角膜形状測定による術前の角膜形状データと屈折力測定による術前の屈折力データを入力するデータ入力手段と、入力されたデータに基づいて角膜表面を収差の影響を取り除いた非球面形状とする切除量データを算出する切除量演算手段と、を備えることを特徴とする。

(4)

特開平11-342152

5

【0018】(10) 角膜表面を切除することにより屈折異常を矯正する角膜手術装置において角膜形状測定による術前の角膜曲率分布データを入力する第1入力手段と、他覚的な眼屈折力測定から得られる他覚眼屈折力の分布データを入力する第2入力手段と、両入力手段により入力されたデータに基づいて角膜切除量データを算出する切除量演算手段と、該切除量データに基づいてレーザビームにより角膜切除を行う角膜切除手段と、を備えることを特徴とする。

【0019】(11) 角膜表面を切除することにより屈折異常を矯正する角膜手術装置において、角膜形状測定による術前の角膜形状データと屈折力測定による術前の屈折力データを入力するデータ入力手段と、入力されたデータに基づいて角膜表面を収差の影響を取り除いた非球面形状とする切除量データを算出する切除量演算手段と、該切除量データに基づいてレーザビームにより角膜切除を行う角膜切除手段と、を備えることを特徴とする。

【0020】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。図1は本発明に係る角膜切除量決定装置の光学系概略配置図である。光学系は、眼屈折力測定光学系、固視標光学系及び角膜曲率測定光学系に大別される。

【0021】(眼屈折力測定光学系)眼屈折力測定光学系100は、スリット投影光学系1とスリット像検出光学系10から構成される。スリット投影光学系1の光源2を発した近赤外の光は、ミラー3に反射されて回転セクター4のスリット開口4aを照明する。回転セクター4はモータ5により回転される。回転セクター4の回転により走査されたスリット光束は、投影レンズ6、制限絞り7を経た後にビームスプリッタ8で反射される。その後、固視標光学系及び観察光学系の光軸を同軸にするビームスプリッタ9を通過して被検眼Eの角膜近傍で集光した後、眼底に投影される。なお、光源2は投影レンズ6に関して被検眼角膜近傍と共役な位置に位置する。

【0022】スリット像検出光学系10は、主光軸1上に設けられた受光レンズ11及びミラー12と、ミラー12により反射される光軸L3上に設けられた絞り13及び受光部14を備える。絞り13はミラー12を介して受光レンズ11の後ろ側焦点位置に配置される(即ち、正視眼の被検眼角膜と共役な位置に位置する)。受光部14はその受光面に、図2に示すように、受光レンズ11に関して被検眼角膜と略共役な位置に位置する8個の受光素子15a～15fを有している。この内の受光素子15a～15fは受光面の中心(光軸L3)を通る直線上に位置し、受光素子15aと15b、受光素子15cと15d、受光素子15eと15fがそれぞれ受光面の中心に対して対称になるように設けられている。この3対の受光素子は、角膜の経緯方向の各位置に対応

6

した屈折力を検出できるように、その配置距離が設定されている(図2上では、角膜上における等価サイズとして示している)。一方、受光素子15gと15hは、光軸L3を中心にして受光素子15a～15fと直交する直線上で対称になるように設けられている。

【0023】このような構成の眼屈折力測定光学系100は、モータ20とギヤ等から構成される回転機構21により、スリット投影光学系1のスリット照明光源2～モータ5が光軸L2を中心にして、受光部14が光軸L3を中心にして同期して回転するようになっている。本態では、乱視を持たない遠視または近視の被検眼眼底上でスリット開口4aによるスリット光束が走査されたとき、受光素子15a～15fの配置方向が受光部14上で受光されるスリットの長手方向と直交する方向となるように設定している。

【0024】(固視標光学系)30は固視標光学系であり、31は可視光源、32は固視標、33は投影レンズである。投影レンズ33は光軸方向に移動することによって被検眼の雲霧を行う。34は観察光学系の光軸を同軸にするビームスプリッタである。光源31は固視標32を照明し、固視標32からの光束は投影レンズ33、ビームスプリッタ34を経た後、ビームスプリッタ9で反射して被検眼Eに向かい、被検眼Eは固視標32を固視する。

【0025】(角膜曲率測定光学系)角膜曲率測定光学系は曲率測定用指標投影光学系25と曲率測定用指標検出光学系35から成る。曲率測定用指標投影光学系25は次の構成を有する。26は中央部に開口を持つ円錐状のプラチド板であり、プラチド板26には光軸L1を中心とした同心円状に多数の透光部と遮光部を持つリングパターンが形成されている。27はLED等の複数の照明光源であり、照明光源27から発した照明光は反射板28で反射され、プラチド板26を背後からほぼ均一に照明する。プラチド板26の透光部を通過したリングパターンの光束は被検眼角膜に投影される。

【0026】曲率測定用指標検出光学系35は、ビームスプリッタ9、ビームスプリッタ34、撮影レンズ37及びCCDカメラ38を備える。曲率測定用指標投影光学系25により投影されたリングパターンの角膜反射光束は、ビームスプリッタ9及びビームスプリッタ34で反射された後、撮影レンズ37によりCCDカメラ38の撮像素子面にリングパターンの角膜反射像を形成する。また、この曲率測定用指標検出光学系35は観察光学系を兼ね、図示なき前眼部照明光路に照明された被検眼Eの前眼部像はCCDカメラ38の撮像素子面に結像し、TVモニタ39に映出される。

【0027】次に、装置の動作を図3に示す制御系のブロック構成図を使用して説明する。まず、眼屈折力と角膜曲率の測定について説明する。

【0028】角膜曲率を測定する場合は、モード切換ス

(5)

特開平11-342152

7

イッチ40により角膜曲率測定モードを選択する。検者は照明光源(図示せず)に照明された被検眼Eの前眼部像をTVモニタ39により観察してアライメントを行う(アライメントは位置合わせ用の指標を角膜に投影し、その角膜反射輝点とレチクルとが所定の関係になるようする目知のものが使用できる)。アライメントが完了したら、図示なき測定開始スイッチによりトリガ信号を発生させて測定を開始する。

【0029】角膜形状演算部53は、CCDカメラ38で撮影された像を画像処理して、プラチドリング像のエッジ検出を行う。そして、所定の角度(1度)ステップ毎に角膜中心に対する各エッジ位置を得ることより角膜曲率を求める。角膜曲率の演算は次のように行うことができる。図4に示すように、角膜から光軸上距離D、高さHにある光端Pの角膜凸面による像iが、レンズLにより2次元検出面上に結像したときの検出像高さをh' とし、装置の光学系の倍率をmとすると、角膜曲率半径Rは、次式により求めることができる。

$$R = (2D/H) \cdot mh'$$

【0030】また、角膜曲率の次のような算出方法を採用することができる。j番目のリングが角膜に投影される領域の曲率半径をRj、j番目のリング高さと被検眼までの距離及び撮影倍率で決定される比例定数をKj、検査面上での像高さをh' とすると、前述の関係式は、

$$R_j = K_j \cdot h'$$

と表される。ここで、測定レンジをカバーする複数の既知の曲率を持つ模型眼を用いて測定することで、比例定数Kjを装置固有の値として得ることができ、測定時にこれを読みだして演算するようにすると、極めて短時間で曲率分布を得ることができる(角膜曲率の算出についての詳細は、特開平7-124113号公報等を参照されたい)。得られた角膜曲率のデータは、メモリ55bに記憶する。

【0031】眼屈折力(以下、これを他覚眼屈折力といいう)を測定する場合は、測定モードを眼屈折力測定モードに切換える(追続測定モードとした場合は、自動的に眼屈折力測定モードに切り換る)、眼屈折力測定光学系100により測定を行う。眼屈折力演算部52は、受光部14が持つ各受光素子からの出力信号の位相差に基づいて他覚眼屈折力分布を得る。まず、従来の位相差法の屈折力と同様に予備測定を行い、その結果に基づいて固視標光学系30の投光レンズ33を移動して被検眼の調節を行う。その後、受光部14上のスリット像の光の移動に伴って変化する受光素子15gと15hの出力信号から、受光素子15a～15fが位置する経路方向の角膜中心を求める。次に、その中心に対する各受光素子15a～15fの出力信号の位相差から、各受光素子に対応する角膜部位での屈折力を求める。スリット投光光学系1と受光部14を所定の角度(1度)ステップで光軸回りに180度回転させながら、各角度ステップの経路

8

毎にこの屈折力の演算を行うことにより、経路方向で変化する屈折力の分布を求める(この詳細については、本出願人による特開平8-283281号を参照)。ここでの眼屈折力値は角膜頂点基準の値である(装置としては、眼鏡レンズ使用位置基準の屈折力値も出力できる)。得られた他覚眼屈折力のデータは、HDD55a又はメモリ55bに記憶する。

【0032】以上のようにして他覚眼屈折力と角膜曲率の測定データが得られたら、制御部50に接続されたカラーディスプレイ56に表示される指示に従って、キーボード58又はマウス57を操作することにより解析をスタートする。制御部50が備える解析部54は、角膜曲率を角膜表面屈折力に変換した後、これに対する他覚眼屈折力の関係を表すための解析プログラムを実行する。

【0033】角膜曲率を角膜表面屈折力(Refractive Power)に変換する方法を説明する。角膜表面屈折力は、角膜頂点の法線と平行な光束が角膜により屈折したときのPowerであり、角膜曲率からの変換にはスネル(Snell's)の法則を用いる。角膜曲率を角膜表面屈折力に変換する際、測定光軸付近(角膜中心付近)については、前述の式1を用いてもその誤差は少ない。しかし、これは測定光軸付近について議論できるのみであり、それ以上の角膜周辺まで適用するとその信頼度は乏しくなる。すなわち、角膜周辺領域をも扱うには、角膜に入射する光がスネルの法則を基本とした屈折に従うとし、これにより求まる屈折力が、他覚眼屈折力と同じ尺度で比較できる屈折力となる。なお、目知のようにスネルの法則(屈折の法則とも呼ばれている)は、屈折面に光線が入射するとき、その光線の入射点での法線及びこの点で屈折した屈折光線は同一平面にあり、更に、法線と入射光線との間の角度の正弦に対する法線と屈折光線との間の正弦との比が一定であることを示した法則である。すなわち、屈折面のそれぞれの側の屈折率をN、N' とし、入射光線及び屈折光線が法線とのなす角度をi、i' とすると、スネルの法則は、

$$N \sin i = N' \sin i'$$

であることを示す。

【0034】スネルの法則を用いた角膜表面屈折力の算出について説明する。いま、図5において、角膜頂点Tと曲率中心Oaを通る直線と平行な光が、角膜頂点からX能れた角膜上の点Pで屈折し、点Pにて直線TOaと交わるとし、

Ra : 点Pでの角膜曲率

Rr : 点Pと点P'の距離

θ : 点Pでの法線方向と入射光とがなす角度

γ : 点Pでの法線方向と屈折光とがなす角度

とする(距離はメートルである)。この時の点Pでの屈折力は次の式により求めることができる。まず、図から、θ, γは、

(6)

特開平11-342152

9

10

【数1】

$$\theta = \sin^{-1} \left(\frac{x}{R_a} \right)$$

となる。また、 γ はsnellの法則により、

【数2】

$$\gamma = \sin^{-1} \left(\frac{x}{R_a \times n} \right)$$

が成り立つ。これから、図に示す角度 α (線分 P と線分 Pf が成す角度)、 R_γ 及び線分 rf の距離は、

【数3】

$$\alpha = 90 - \theta + \gamma$$

$$R_\gamma = \frac{x}{\cos(\alpha)}$$

$$hf = \sqrt{R_\gamma^2 - x^2}$$

となる。別に、線分 Th の距離は

【数4】

$$Th = R_a - \sqrt{R_a^2 - x^2}$$

であるので、角膜頂点から点 f までの距離は

【数5】

$$Tf = Th + hf = R_a - \sqrt{R_a^2 - x^2} + \sqrt{R_\gamma^2 - x^2}$$

となる。角膜屈折率 n ($= 1.376$) とする角膜中の屈折力は、

【数6】

$$D_c = \frac{1}{Tf} = \frac{1}{R_a - \sqrt{R_a^2 - x^2} + \sqrt{R_\gamma^2 - x^2}}$$

となるが、空気中の屈折力は、

【数7】

$$D = n \times D_c = \frac{n}{R_a - \sqrt{R_a^2 - x^2} + \sqrt{R_\gamma^2 - x^2}}$$

となる。以上の演算を、全測定領域で適用することにより角膜表面屈折力が得られる(この算出は角膜形状演算部5.3が行っても良い)。

【0035】次に、上記のように算出される角膜表面屈折力に対して、他覚眼屈折力を角膜表面と等価な屈折力に換算して表す。すなわち、これは被検眼を正視するに必要な屈折力を角膜表面屈折力の形式で表した値となる(本明細書ではこれを「等価正視角膜表面屈折力」という)。

【0036】ここで、他覚眼屈折力と角膜形状から得られる角膜表面屈折力との関係を確認しておく。他覚眼屈折力の値と角膜形状から得られる屈折力の値との意味は、図6で示すように全く異なる。角膜形状から得られ

る屈折力の値は、焦点距離 f を求め、それを屈折力に変換している。これに対して他覚眼屈折力は、その目を正視の状態にするのに必要な屈折力(補正量) d_f を測定している。例えば、他覚眼屈折力の測定領域と同じ領域の角膜形状から求まる角膜表面屈折力が $43.50D$ であり、他覚眼屈折力の測定値が $0D$ である場合、この眼においては角膜表面屈折力が $43.50D$ の時に、ちょうど網膜上に絶像する光学系を持っているということになる。また、角膜形状から求まる角膜表面屈折力が $43.50D$ であり、他覚眼屈折力が $-2D$ である場合には、この眼においては角膜表面屈折力を $-2D$ 分補正 ($41.50D$ に) すれば、網膜上に絶像することを示している。

【0037】即ち、他覚眼屈折力の測定領域においては、角膜形状の測定から求まる角膜表面屈折力に他覚眼屈折力の測定値を符号を含めて加えた値が、正視状態になるための角膜表面屈折力となる。つまり、これが等価正視角膜表面屈折力であり、等価正視角膜表面屈折力 = 角膜表面屈折力 + 他覚眼屈折力で表される。

【0038】さらに、等価正視角膜表面屈折力はスネルの法則を用いて角膜曲率に変換する。この変換は、図5を引用すると、前述と同様な考え方によって導かれる次の2つの式より求められる。

【数8】

$$R_\gamma = \frac{R_a}{\sqrt{1 - \left(\frac{x}{n \times R_a} \right)^2} - \frac{1}{n} \sqrt{1 - \left(\frac{x}{R_a} \right)^2}}$$

$$\sqrt{R_\gamma^2 - x^2} + R_a - \sqrt{R_a^2 - x^2} - \frac{n}{D} = 0$$

ここで、 D が等価正視角膜表面屈折力であり、 R_a が求める角膜曲率となる。

【0039】以上のようにして求まる等価正視角膜表面屈折力及びこれを変換した角膜曲率により、他覚屈折力の値と角膜形状の測定による値との関係を角膜表面の形式で表すことができる。すなわち、眼の全屈折力は、主に角膜屈折力と水晶体屈折力との和と言われているが、水晶体の屈折力を知ることは容易ではない。さらに、屈折異常の要素には眼軸長も加わる。これに対して、眼が持つ屈折力を上記のような形式で表すことにより、水晶体屈折力や眼軸等の未知数を知らなくても、屈折異常を角膜表面形状に置き換えることで現実の角膜表面形状との関係を知ることができる。

【0040】以上のようにして等価正視角膜表面屈折力(及びこれを変換した角膜曲率)が得られると、これと他覚眼屈折力、角膜表面屈折力を視覚的に比較しやすいようにカラーディスプレイ5.6に图形表示される。図7は、カラーマップの表示画面例である。画面右上方の表示部6.1には角膜形状測定から得られた角膜表面屈折

(7)

特開平11-342152

11

力の分布が、画面左上方の表示部6.2には他覚眼屈折力の分布が、画面下段の表示部6.3には正視等価角膜表面屈折力の分布が、それぞれカラーマップとして表示されている。また、画面右下にある表示切換キー6.6により表示を切換えることができる。表示としては、角膜形状の測定結果による角膜曲率及び等価正視角膜表面屈折力から変換した角膜曲率のそれを、カラーマップ表示、三次元形状表示、あるいは三次元形状をある経緯方向の断面形状として重ねて表示したりすることができる。

【0041】このように他覚眼屈折力の測定結果と角膜形状の測定結果、及びこれらから求まる等価正視角膜表面屈折力の関係が図形表示されるので、例えば、被検眼を正視状態にする角膜矯正手術では、手術前の角膜屈折力及び角膜形状が手術後にどのように変化するかを、視覚的に捉えることができる。

【0042】さらにマウス等の操作により、角膜矯正手術のための解析プログラムの実行を指令すると、解析部5.4は等価正視角膜表面屈折力を変換した角膜曲率と角膜形状測定による角膜曲率とから角膜切除量を算出する。以下、この算出方法を説明する。

【0043】図8、図9に示すように(説明を簡単にするために、図は角膜形状を円とし、ある経緯方向の断面として表している)、切除領域を示すオプチカルゾーン7.0の範囲にて、等価正視角膜表面屈折力より変換される角膜曲率から三次元形状を算出する。この形状と角膜形状測定による角膜曲率から算出される三次元形状とにより、角膜頂点を基準にしてオプチカルゾーン7.0の領域内の高さの差の分布を算出する。

【0044】近視矯正の場合は、図8(b)に示すように、角膜の中心部を深く切除して、角膜曲率を大きくする。したがって、オプチカルゾーン7.0の全領域内における2つの三次元形状の差の最大差分だけ、等価正視角膜表面屈折力より算出した三次元形状を下方へ平行移動する。この移動後の三次元形状が正視にするための角膜矯正形状表面となり、角膜形状測定により算出した三次元形状から等価正視角膜表面屈折力より算出した移動後の三次元形状の差の分布が、切除量の情報となる。(切除後の眼軸長変化が屈折力誤差に与える差は最大でも約0.25Dであり無視できるものである。)一方、遠視矯正の場合は、図9に示すように、角膜周辺部分を深く切除して、角膜曲率を小さくする。この場合には、オプチカルゾーン7.0の全領域内における2つの三次元形状の差の分布が、そのまま切除量の情報となる。

【0045】なほ、両者の何れの場合も、オプチカルゾーン7.0の全領域について最大切除量が角膜切除の許容量を超えるときは、許容量内に取まるようにオプチカルゾーン7.0の領域を狭くして、切除量を補正する。また、角膜形状の凹凸により切除量が負になるとときは、全体の切除を調節する。

12

【0046】切除量の算出に当たっては、上記のように両三次元形状の差からそのまま切除量の分布を求めるほか、他覚眼屈折力の分布情報を使用して、種々の方法により角膜切除量の情報を得ることができる。

【0047】例えば、角膜形状測定による曲率分布、及び等価正視角膜表面屈折力から算出される曲率分布に対して、それぞれオプチカルゾーン内における中心領域から周辺領域にかけて同心円の領域を複数設定し、各領域毎に近似する曲率を算出する。これから三次元形状を求めて角膜切除量の分布を求める(各境界は、滑らかに繋がるように調整しておくと良い)。こうすると、オプチカルゾーンの切除領域全体を一様な球面又はトーリック面として切除する場合に比べて、比較的簡単なレーザビームの制御で、周辺領域での矯正精度を向上できる。

【0048】また、角膜形状測定から算出される角膜形状、及び等価正視角膜表面屈折力から算出される角膜形状のそれを複数の領域に分割して、演算式で表現できる非球面形状として、切除量情報を求めるようにすることも可能である。

【0049】以上のような方法で得られた切除量情報に基づいて角膜切除手術を行うことによって、従来に比べてより好ましい矯正結果を得ることができるようになる。すなわち、人間の角膜形状は一般的に非球面形状であるにも拘わらず、従来の角膜切除は球面(又はトーリック面)で切除する方法が取られていた。しかし、本発明に係る方法での切除は自ずと非球面形状を保存できるものである。つまり、球面収差を入れることなく、元々の角膜形状を保存した状態で屈折異常成分のみを取り除いた矯正を行うことができる。

【0050】解析部5.4により算出された角膜切除量のデータはHDD5.5a又はメモリ5.5bに記憶される。このデータはキーボード5.8等を操作することにより、フロッピードライブ5.9aによるFDや通信ポート5.9bと接続される通信ケーブルを介して、エキシマレーザ光により角膜をアブレーションする角膜手術装置9.0に転送入力する。角膜手術装置9.0側では、入力された角膜切除量データに基づいて手術眼角膜の各座標上のレーザ照射パルス数、照射パワーを決定し、これに従ってレーザ照射を制御することにより角膜手術を行う。

【0051】角膜手術装置9.0としては、本出願人による特開平9-266925号公報に記載したものが使用できる。図10は角膜手術装置9.0が有する光学系及び制御系の構成を示した図である。図において、10.3は短冊状のマスクが多段並んだ形状の分割マスクであり、この短冊状のマスクをそれぞれ分割マスク駆動装置10.4が駆動することにより、レーザ光源10.1から出射された細長い矩形形状のエキシマレーザビームの長手方向が部分的にカットされる。マスクを通過したレーザビームを平面ミラー10.5のスキャン動作により移動させることにより、選択的に制限されたレーザビームが導

(8)

13

光光学系を介して手術眼角膜113に照射される。制御装置120はデータ入力装置121を介して入力された角膜切除量データに基づいて手術眼角膜113でのレーザビームの座標位置及びその座標位置でのレーザ照射パルス数、照射パワーを決定し、レーザ光源101、分割マスク103、平面ミラー105、イメージローテータ107を制御してレーザビームを照射する。これにより角膜表面が角膜切除量データに基づいた非球面形状に切除される。

【0052】以上、他覚眼屈折力分布の情報と角膜表面屈折力分布（角膜曲率分布）の情報を角膜矯正手術へ利用する例を示したが、さらに次のように利用することができる。

【0053】被検眼の診断として、他覚眼屈折力分布の情報と角膜表面屈折力分布の情報を比較することで、被検眼が持つ乱視成分が角膜形状に起因するものか、角膜表面より後ろから網膜に至る眼内の要素に起因するものかを区別して、定量的かつ定性的に把握することができる。つまり、前述した等価正規角膜表面屈折力の任意の位置のpowerから中心のpowerを減算することにより、角膜表面を除いて網膜に至る眼内の乱視成分（残余乱視）の分布が算出する。この結果は、図7に示したようなカラーマップでディスプレイ56に表示される。これから、屈折矯正に使用するコンタクトレンズの適否を判断できる。例えば、不正乱視の被検眼の場合（これは他覚眼屈折力分布の情報から分かる）、眼鏡やソフトコンタクトレンズの処方では視力矯正が十分にできないが、この不正乱視が主に角膜表面形状に起因するものであると分かれば、ハードコンタクトレンズでの矯正を諦めることができる。さらに、白内障を治療するための眼内レンズの挿入においては、眼内レンズを挿入したときの傾きによる乱視誘発を防ぐ情報として利用することができる。

【0054】以上説明した形態は種々の変容が可能である。例えば、他覚眼屈折力を得るための測定手段及び角膜形状を得るための測定手段は、それぞれ別個の測定装置として構成し、各測定データを通信手段を介してパソコンコンピュータに入力し、パソコンコンピュータ側で解析及びその結果の表示をしても良い。また、別個に構成した何れか一方の測定装置側で解析を行うようにすることもできる。

【0055】また、本形態ではプラチドリング投影によ

特開平11-342152

14

る角膜形状測定で説明したが、角膜曲率、および角膜の三次元形状が得られる全ての角膜形状測定装置、および他覚眼屈折力分布が得られる全ての原理、方式の他覚眼屈折力測定装置に適用できるものである。

【0056】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、衛眼の持つ角膜形状及び屈折力の状態に応じて、好みの矯正結果を得るための角膜切除量を決定することができる。また、収差の影響を減らすように角膜表面を非球面に切除することにより、従来の矯正手術よりも矯正効果を向上することができ、より理想に近い矯正手術を行えるようになる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本形態の装置の光学系概略配置を示す図である。

【図2】受光部が有する受光素子の配置を示す図である。

【図3】本形態の装置の制御系概略構成を示す図である。

20 【図4】角膜曲率の演算の方法を説明する図である。

【図5】角膜表面屈折力を算出する方法を示す図である。

【図6】角膜形状測定で得られる屈折力の算出値と他覚眼屈折力で得られる測定値との違いを示す図である。

【図7】カラーマップの表示画面例である。

【図8】近視矯正の場合の角膜切除量を説明する図である。

【図9】遠視矯正の場合の角膜切除量を説明する図である。

30 【図10】角膜手術装置が有する光学系及び制御系の概略配置を示した図である。

【符号の説明】

25 曲率測定用指標投影光学系

35 曲率測定用指標検出光学系

50 制御部

52 眼屈折力演算部

53 角膜形状演算部

54 解析部

56 カラーディスプレイ

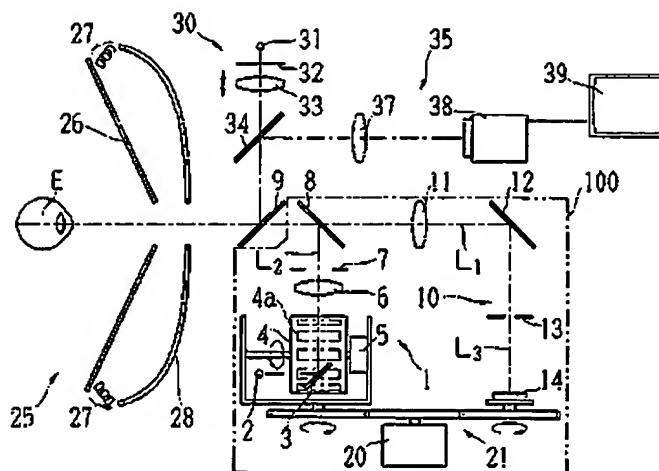
40 90 角膜手術装置

100 眼屈折力測定光学系

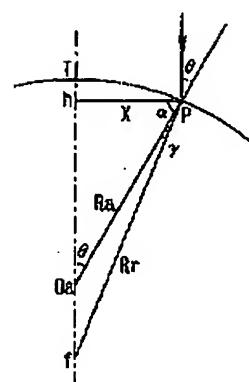
191

特開平11-342152

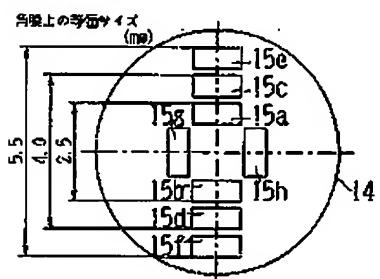
[1]



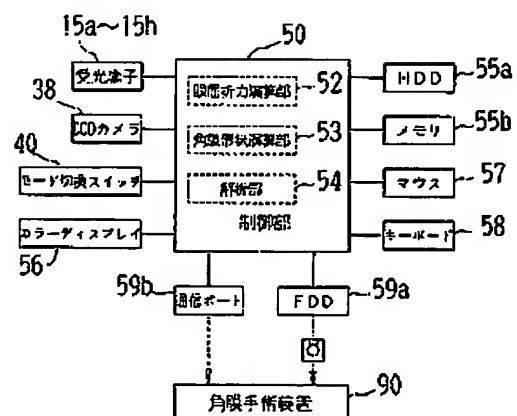
[图5]



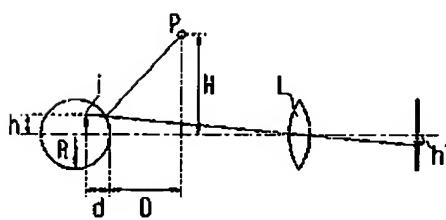
[圖2]



【图3】



[圖4]



[図6]

